

19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 Patentschrift  
10 DE 198 32 032 C 1

51 Int. Cl. 7:  
H 01 J 35/32  
A 61 N 5/10  
A 61 M 25/00

21 Aktenzeichen: 198 32 032.9-42  
22 Anmeldetag: 16. 7. 1998  
43 Offenlegungstag: -  
45 Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 10. 2. 2000

DE 198 32 032 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

73 Patentinhaber:  
Siemens AG, 80333 München, DE

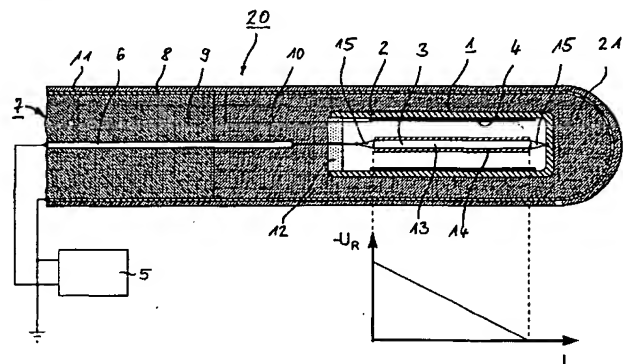
72 Erfinder:  
Hörnig, Mathias, Dipl.-Phys., 91058 Erlangen, DE;  
Schild, Markus, Dr., 91052 Erlangen, DE

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:

US 3 44 21E  
WO 97 07 740 A1

54 Röntgenröhre und Katheter mit einer solchen Röntgenröhre

57 Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre (1) mit einer Anode (4) und einer thermischen Kathode (3), die derart elektrisch in Serie geschaltet sind, daß die Kathode (3) im Betrieb der Röntgenröhre (1) infolge der Röhrenspannung ( $-U_R$ ) von einem Heizstrom durchflossen ist. Die Erfindung betrifft außerdem einen Katheter (20) zur Behandlung von Gefäßwänden mit Röntgenstrahlung, der eine solche Röntgenröhre (1) enthält.



DE 198 32 032 C 1

BEST AVAILABLE COPY

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre mit einer Anode und einer thermischen Kathode, wobei die Kathode im Betrieb der Röntgenröhre von einem Heizstrom durchflossen ist. Die Erfindung betrifft außerdem einen zur Einführung in das menschliche Gefäßsystem vorgesehenen Katheter mit einer solchen Röntgenröhre.

Die PTCA (perkutane transluminale Coronar-Angioplastie) hat sich als das Verfahren der Wahl zur Therapie von Stenosen durchgesetzt. Ein Problem dieses Verfahrens ist jedoch ein Restenosegrad von 30 bis 50%. Durch den Einsatz von Stents kann dieser Restenosegrad auf ca. 28% reduziert werden.

Durch ein Behandlungsverfahren, das eine weitere Reduzierung des Restenosegrades gestatten würde, wäre daher ein erheblicher Nutzen für den Patienten zu erreichen, nämlich neben der Vermeidung von interventionellen und chirurgischen Folgeeingriffen auch bei schwieriger Ausgangslage ein verlängertes stenosefreies Intervall und damit eine verbesserte Lebensqualität.

Unter der Anzahl der bisher untersuchten Verfahren wurde eine effektive Reduktion des Restenosegrades nur durch die Bestrahlung des mittels PTCA therapierten Bereiches mit Gammastrahlung erreicht. Allerdings ist diese Behandlung aufgrund der hohen Reichweite der dabei verwendeten hochenergetischen radioaktiven Strahlungsquellen nicht in der gleichen klinischen Umgebung durchzuführen, in der die PTCA stattfindet. Dies wäre nur bei der Verwendung von Betastrahlern als Strahlungsquellen möglich, da deren Strahlung eine wesentlich geringere Reichweite aufweist. Aus heutiger Sicht ist unter der Voraussetzung, daß Betastrahler als Strahlungsquelle angewendet werden können, mit der Durchführung einer Strahlentherapie nach ca. 30% aller PTCA-Behandlungen zu rechnen. Unter Umständen könnte eine Therapie mit Betastrahlern präventiv auch nach allen PTCA-Behandlungen durchgeführt werden.

Ein vollkommen anderer Ansatz besteht in der Verwendung eines miniaturisierten Röntgenröhre der eingangs genannten Art enthaltenden Katheters zur Durchführung einer Strahlentherapie von Gefäßwänden mit Röntgenstrahlung, wie sie in der WO 97/07740 A1 beschrieben ist.

Ein schwieriges Problem, das bei der Realisierung eines derartigen Katheters auftritt, besteht darin, daß die Zuführung der zum Betrieb der Röntgenröhre erforderlichen Röhrenspannung, bei der es sich um eine Hochspannung im kV-Bereich handelt, auf engstem Raum erfolgen muß. Unter Umständen darf der Durchmesser des Katheters nämlich 4 mm nicht überschreiten.

Wird als Kathode wie im Falle der WO 97/07740 A1 eine Feldemissions-Kathode verwendet, die keines Heizstroms bedarf, ist dieses Problem beherrschbar. Schwierig ist die Realisierung eines Katheters geringen Durchmessers jedoch, wenn im Interesse eines höheren Röhrenstroms (Feldemissions-Kathoden gestatten nur sehr geringe Röhrenströme) eine thermische Kathode zum Einsatz kommen soll, da dann wenigstens eine weitere Leitung zur Zuführung für den Heizstrom benötigt wird. In der US Re. 34,421 E ist zwar eine für die Krebstherapie vorgesehene Röntgenröhre mit thermischer Kathode beschrieben, die trotz der dritten Leitung einen minimalen Durchmesser von wenig mehr als 3 mm (1/8 Zoll) gestatten soll. Damit läge aber der Außendurchmesser eines Katheters mit einer solchen Röntgenröhre bei ca. 4 mm und somit an der Obergrenze des für die Behandlung von Gefäßwänden zulässigen Bereichs, mit der Folge, daß eine Behandlung enger Gefäße ausgeschlossen wäre.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Röntgen-

röhre der eingangs genannten Art so auszubilden, daß für den Fall des Einsatzes der Röntgenröhre in einem Katheter trotz der Verwendung einer thermischen Kathode die Voraussetzungen für die Behandlung von Gefäßen geringen Durchmessers gegeben sind. Der Erfindung liegt außerdem die Aufgabe zugrunde, einen Katheter der eingangs genannten Art anzugeben, der die Voraussetzung dafür bietet, mit einem besonders geringen Durchmesser realisiert zu werden.

Nach der Erfindung wird der eine Röntgenröhre betreffende Teil der Aufgabe gelöst durch eine Röntgenröhre mit einer thermischen Kathode und einer Anode, die derart in Serie geschaltet sind, daß die Kathode im Betrieb der Röntgenröhre infolge der Röhrenspannung von einem Heizstrom durchflossen ist.

Wird also die Röhrenspannung an die erfindungsgemäße Röntgenröhre angelegt, fließt zunächst ein von dem elektrischen Widerstand der thermischen Kathode abhängiger Heizstrom durch die thermische Kathode, bis diese auf Emissionstemperatur, d. h. diejenige Temperatur, bei der Elektronen emittiert werden, aufgeheizt ist. Die dann von der thermischen Kathode abgegebenen Elektronen werden in dem zwischen der Anode und der Kathode infolge der zwischen diesen anliegenden Röhrenspannung vorhandenen elektrischen Feld auf die Anode beschleunigt, so daß nun zusätzlich zu dem Heizstrom auch ein Röhrenstrom fließt. Infolge des Auftreffens der Elektronen auf die Anode wird Röntgenstrahlung (Bremsstrahlung) emittiert. Die Kathode muß dabei hinsichtlich ihres elektrischen Widerstandes so dimensioniert sein, daß bei gegebener Hochspannung eine die für den geforderten Röhrenstrom erforderliche Elektronenemission sicherstellende Heizleistung erreicht wird.

Aus den vorstehenden Ausführungen wird deutlich, daß die erfindungsgemäße Röntgenröhre betrieben werden kann, ohne daß außer den zur Zuführung der Röhrenspannung erforderlichen Leitungen weitere Leitungen benötigt werden. Es ist also möglich, die erfindungsgemäße Röntgenröhre mittels eines zweiadrigen Kabels, beispielsweise eines Koaxialkabels, mit dem Hochspannungsgenerator zu verbinden, wodurch die Voraussetzungen für die Realisierung eines Katheters geringen Durchmessers geschaffen sind.

Die im Falle der erfindungsgemäßen Röntgenröhre erforderliche Serienschaltung von Anode und Kathode läßt sich dann mit besonders geringem Aufwand realisieren, wenn das die Anode und die Kathode aufnehmende Vakuumgehäuse aus einem elektrisch leitenden Material gebildet ist und die Anode und ein Anschluß der Kathode mit dem Vakuumgehäuse elektrisch leitend verbunden sind. Die Serienschaltung kann aber auch auf andere Weise, beispielsweise mittels eines speziell hierfür vorgesehenen elektrischen Leiters, z. B. eines Drahtabschnittes, hergestellt werden.

Bei der Kathode kann es sich gemäß einer Ausführungsform der Erfindung in herkömmlicher Weise um eine direkt beheizte Kathode handeln, durch welche infolge der Röhrenspannung ein Heizstrom fließt. Alternativ kann gemäß einer anderen Ausführungsform der Erfindung auch eine indirekt beheizte Kathode vorgesehen sein, welche ein von dem Heizstrom durchflossenes Heizelement und ein im Betrieb der Röntgenröhre mittels des Heizelementes auf Emissionstemperatur erwärmtes Emissionselement aufweist. Wenn in diesem Fall das Emissionselement unmittelbar, d. h. ohne nennenswerte Leitungswiderstände, elektrisch leitend mit dem negativen Pol der Röhrenspannung verbunden ist, können die zur Elektronenemission benötigten Elektronen praktisch unbegrenzt unmittelbar aus der die Röhrenspannung bereitstellenden Spannungsversorgung nachfließen.

Unabhängig davon, ob als Kathode eine direkt beheizte

oder eine indirekt beheizte Kathode vorgesehen ist, kann die Verwendung eines emissionsverstärkenden Materials mit einer niedrigeren Elektronenaustrittsarbeit als Wolfram, sei es als Material oder Bestandteil der direkt beheizten Kathode oder des Emissionselementes der indirekt beheizten Kathode, evtl. auch als Schicht, vorgesehen sein. Durch die Verwendung solcher Materialien lassen sich bereits bei niedrigen Temperaturen (z. B. bei BaO ab ca. 1000°C im Gegensatz zu 2000°C bei Wolfram) ausreichende Röhrenströme realisieren. Dabei ist vorteilhaft, daß sich die Röntgenröhre weniger aufheizt, da hierdurch die Gefahr von thermischen Gewebeschädigungen vermindert wird.

Nach einer besonders bevorzugten Ausführungsform weist die Röntgenröhre ein rohrförmiges, zumindest teilweise aus einem röntgentransparenten Material gebildetes, im Bereich des röntgentransparenten Materials an seiner Innenseite mit einer Schicht die Kathode als Durchstrahlanode umgebenden röntgenemissiven Materials versehenes Vakuumgehäuse auf, auf dessen Mittelachse die Kathode angeordnet ist. Ein solcher Aufbau bietet im Zusammenhang mit der Behandlung von Gefäßwänden den Vorteil, daß eine gleichmäßige Strahlenexposition der Gefäßwand über durch die Länge der Kathode und der Durchstrahlanode konstruktiv bestimmbare Strecken ermöglicht wird und daß eine erhöhte Ausnutzung der generierten Röntgenstrahlung für therapeutische Zwecke gewährleistet ist, da ein geringerer Anteil der Röntgenstrahlung der Eigenabsorption der Anode anheim fällt.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform der Erfindung sieht für den Fall der Verwendung einer indirekt beheizten Kathode vor, daß deren Heizelement und Emissionselement in Richtung der Mittelachse des Vakuumgehäuses aufeinanderfolgend angeordnet sind und in wärmeleitender Verbindung miteinander stehen. Durch diese Maßnahme ist für den Fall, daß der elektrische Widerstand des Emissionselementes im Vergleich zu dem des Heizelementes gering ist, gewährleistet, daß der über der Länge des Heizelementes auftretende Spannungsabfall gering ist und somit über die gesamte Länge des Emissionselementes die gleiche Röhrenspannung zwischen dem Emissionselement und der Durchstrahlanode vorliegt. Dies hat in vorteilhafter Weise zur Folge, daß über die gesamte Länge der Durchstrahlanode Bremsstrahlung mit wenigstens annähernd konstantem Strahlenspektrum erzeugt wird.

Der einen Katheter betreffende Teil der Aufgabe wird nach der Erfindung gelöst durch einen Katheter zur Einführung in das menschliche Gefäßsystem, welcher zur Behandlung von Gefäßwänden mit Röntgenstrahlung an seinem distalen Ende eine Röntgenröhre der vorstehend beschriebenen Art enthält und vorzugsweise zur leichteren Applikation flexibel ausgeführt ist.

Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den beigegeführten Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 eine erfindungsgemäße Röntgenröhre in schematischer, teilweise blockschaltbildartiger Darstellung im Längsschnitt, und

Fig. 2 in zu der Fig. 1 analoger Darstellung eine weitere Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Röntgenröhre.

Die insgesamt mit 1 bezeichnete erfindungsgemäße Röntgenröhre weist gemäß Fig. 1 ein vorzugsweise wenigstens im wesentlichen rotationssymmetrisch ausgebildetes Vakuumgehäuse 2 von hülsenförmiger Gestalt auf, das aus einem röntgentransparenten, elektrisch leitenden Material, z. B. einem geeigneten Metall oder glasartigem Kohlenstoff, hergestellt ist. In das Vakuumgehäuse 2 ist eine insgesamt mit 3 bezeichnete langgestreckte thermische Kathode eingesetzt, deren Längsachse mit der des Vakuumgehäuses 2 übereinstimmt. Die Anschlüsse der Kathode 3 sind vakuumdicht

aus dem Vakuumgehäuse 2 nach außen geführt.

In dem die Kathode 3 umgebenden Bereich ist das Vakuumgehäuse 2 an seiner Innenseite mit einer Beschichtung 4 aus einem röntgenemissiven Material, z. B. Wolfram, versehen, welche die Anode darstellt und als Durchstrahlanode ausgeführt ist. Unter einer Durchstrahlanode ist eine Anode zu verstehen, durch welche die durch das Auftreffen von Elektronen als Bremsstrahlung generierte Röntgenstrahlung hindurchtreten muß, um aus der Röntgenröhre austreten zu können.

Um die Röntgenröhre 1 mit der zu deren Betrieb erforderlichen Röhrenspannung versorgen zu können, ist ein Hochspannungsgenerator 5 vorgesehen, dessen negativer Pol über den monofilaren Innenleiter 6 eines insgesamt mit 7 bezeichneten Koaxialkabels mit dem einen Anschluß der Kathode 3 und dessen anderer, auf Massepotential liegender Pol über den in an sich bekannter Weise als Drahtgeflecht oder schraubenförmig aufgewickeltes Folienband ausgeführten Außenleiter 8 des Koaxialkabels 7 mit der Beschichtung 4 verbunden ist. Der Innenleiter 6 des Koaxialkabels 7 ist von dessen Außenleiter 8 durch eine Hochspannungs-Isolation 9 getrennt. Der Außenleiter 8 des Koaxialkabels 7 ist von einer aus einem physiologisch gut verträglichem Material, z. B. Nitril-Silikonkautschuk, hergestellten Isolation 11 umgeben.

Die Verbindungsleitung 10 der Beschichtung 4 mit dem Außenleiter 8 ist vakuumdicht aus dem Vakuumgehäuse 2 nach außen geführt.

Damit der zum Betrieb der Röntgenröhre 2 außerdem erforderliche Heizstrom fließen kann, sind im Gegensatz zu dem dem Koaxialkabel benachbarten Anschluß der Kathode 3, der mittels eines vakuumdicht in das Vakuumgehäuse 2 eingesetzten Isolators 12 gegenüber dem Vakuumgehäuse 2 elektrisch isoliert ist, im Bereich des anderen Anschlusses der Kathode 3 keinerlei Maßnahmen getroffen, um diesen gegenüber dem Vakuumgehäuse 2 elektrisch zu isolieren, mit der Folge, daß dieser Anschluß elektrisch leitend mit dem Vakuumgehäuse 2 verbunden ist. Die Beschichtung 4 und die Kathode 3 sind also in Serie geschaltet.

Wird also der Hochspannungs-Generator 5 aktiviert, fließt zunächst infolge der Röhrenspannung ein von dem elektrischen Widerstand der Kathode 3 abhängiger Heizstrom durch die Kathode 3, bis diese auf Emissionstemperatur aufgeheizt ist. Die dann von der Kathode abgegebenen Elektronen werden in dem zwischen der als Anode wirksamen Beschichtung 4 und der Kathode 3 infolge der zwischen diesen anliegenden Röhrenspannung vorhandenen elektrischen Feld in Richtung auf die Beschichtung 4 beschleunigt, so daß nun zusätzlich zu dem Heizstrom auch ein Röhrenstrom fließt. Infolge des Auftreffens der Elektronen auf die Beschichtung 4 wird Röntgenstrahlung (Bremsstrahlung) emittiert. Die Kathode 3 muß also einen solchen elektrischen Widerstand aufweisen, daß sich bei gegebener Hochspannung eine für den geforderten Röhrenstrom ausreichende Heizleistung ergibt.

Demnach emittiert die Kathode 3 über ihre gesamte Länge Elektronen, die über die gesamte Länge der Beschichtung 4 verteilt auf diese auftreffen und Röntgenstrahlung (Bremsstrahlung) auslösen, die aus dem Vakuumgehäuse 11 der Röntgenröhre 1 nach außen austritt. Es wird also deutlich, daß die Beschichtung 4 wie schon erwähnt als Durchstrahlanode wirkt, durch die die Röntgenstrahlung aus der Röntgenröhre 1 nach außen tritt. Dabei tritt infolge der geringen Dicke der Beschichtung 4, z. B. 6 µm, keine nennenswerte Schwächung der Röntgenstrahlung auf.

Die Kathode 3 weist beispielsweise aus einer Keramik eines geeigneten spezifischen elektrischen Widerstandes hergestelltes, stabförmiges Innenteil 13 vorzugsweise kreis-

förmigen Querschnittes auf, das an seiner Außenseite mit einer Schicht 14 eines emissionsverstärkenden Materials, z. B. BaO, versehen ist. Der elektrische Widerstand des Innenteils 13 ist so bemessen, daß bei Anlegen der Röhrenspannung ein Heizstrom durch das Innenteil 13 fließt, der ausreicht, um die Schicht 14 auf Emissionstemperatur aufzuheizen. Dabei muß der elektrische Widerstand der Schicht 14 deutlich höher als der des Innenteils 13 sein, um zu gewährleisten, daß der Heizstrom im wesentlichen durch das Innenteil 13 fließt.

Da der Röhrenstrom über den Widerstand des Innenteils 13 gezogen wird, ist der Stromfluß zwischen dem dem Koaxialkabel 7 benachbarten Bereich der Kathode 3 und der Beschichtung 4 größer als der Stromfluß zwischen dem von dem Koaxialkabel 7 entfernten Bereich der Kathode und der Beschichtung 4. Der in das an seiner Mantelfläche mit einer Schicht 19 eines emissionsverstärkenden Materials, z. B. BaO, versehen ist. Der elektrische Widerstand des Heizelementes 17 ist derart bemessen, daß es bei Anlegen der Röhrenspannung infolge des dann fließenden Heizstroms eine solche Temperatur aufweist, daß die Schicht 19 durch Wärmeleitung über das Wärmeleitteil 18 auf Emissionstemperatur aufgeheizt wird. Die elektrisch gut leitende Schicht 19 ist mit dem Innenleiter 6 des Koaxialkabels 7 elektrisch leitend verbunden, so daß der Röhrenstrom nicht über das Heizelement 17 fließt, sondern über die Schicht 19 gezogen wird.

Heizstrom und Röhrenstrom lassen sich somit für eine gegebene Röhrenspannung unabhängig voneinander durch geeignete Dimensionierung der elektrischen Widerstände des Heizelementes 17 und der Schicht 19 einstellen.

Wie das in Fig. 2 dargestellte Diagramm, das den Abfall der Röhrenspannung  $-U_R$  über der Länge L der Kathode 16 veranschaulicht, zeigt, tritt über die Länge des Wärmeleitteils 18 und damit der Schicht 19 kein nennenswerter Spannungsabfall auf, mit der Folge, daß der Emissionsstrom über die Länge der Schicht 19 konstant ist.

Die Röntgenröhre 1 und das Koaxialkabel 7 sind dadurch zu einem insgesamt mit 20 bezeichneten Katheter zusammengefaßt, daß die Röntgenröhre 1 in einem Isolationskörper 21 aufgenommen ist, der aus einem röntgentransparenten Isolationsmaterial, beispielsweise Silikon, gebildet ist, wobei der Isolationskörper 21 zum Zwecke der Verbindung mit dem Koaxialkabel 7 von dem Außenleiter 8 und der Isolation 11 des Koaxialkabels 7 umgeben ist.

Anstelle von dem Außenleiter 8 und der Isolation 11 kann der die Röntgenröhre 1 enthaltende Isolationskörper 21 in nicht dargestellter Weise auch von einem anderen geeigneten elektrisch leitenden Material, welches mit dem Außenleiter 8 Fig. 1 als Diagramm veranschaulichte Abfall der Röhrenspannung  $-U_R$  über der Länge L der Kathode 3 führt weiterhin mit zunehmender Entfernung von dem Koaxialkabel 7 zu einer Verschiebung des Strahlenspektrums der erzeugten Röntgenstrahlung in Richtung einer Betonung niederenergetischer Strahlung.

Um zu verhindern, daß Wärme von der Kathode 3 in das Vakuumgehäuse 2 bzw. das Koaxialkabel 7 abfließt, ist das Innenteil 13 an seinen beiden Enden mit Wärmebremsen 15 versehen, bei denen es sich um Körper handelt, die aus einem elektrisch leitenden Material geringer Wärmeleitfähigkeit, z. B. Zirkonium, gebildet sind und sich ausgehend von dem Innenteil 13 verzweigen. Die Wärmebremsen 15 dienen zugleich der elektrisch leitenden Verbindung der Kathode 3 mit dem Vakuumgehäuse 2 bzw. dem Innenleiter 6 des Koaxialkabels 7.

Dies ist im Falle einer in der Fig. 2 dargestellten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Röntgenröhre vermieden, da sich diese von der zuvor beschriebenen dadurch unterscheidet, daß sie eine insgesamt mit 16 bezeichnete indi-

rekt beheizte Kathode enthält.

Die Kathode 16, die ebenfalls von vorzugsweise kreisförmigem Querschnitt ist, weist ein beispielsweise aus Zirkonium hergestelltes, stabförmiges Heizelement 17 auf, an das ein z. B. aus Iridium hergestelltes Wärmeleitteil 18 ange-  
5 setzt ist, elektrisch leitend verbunden ist, und/oder von einer anderen geeigneten elektrisch isolierenden Schicht umgeben und mit dem Koaxialkabel 7 verbunden sein.

Da zum Betrieb der erfindungsgemäßen Röntgenröhre 1 wie erläutert außer den zur Zuleitung der Röhrenspannung erforderlichen Leitungen, nämlich dem Innenleiter 6 und dem Außenleiter 8 des Koaxialkabels 7, keine weiteren Leitungen erforderlich sind, kann der erfindungsgemäße Katheter 20 mit sehr geringem Außendurchmesser ausgeführt werden.

Der Außendurchmesser der Röntgenröhre, deren Heizleistung beispielsweise in der Größenordnung von 5 mW bis 50 W liegt und die mit einer Röhrenspannung von ca. 20 kV betrieben wird, beträgt 1 bis 4 mm, der Außendurchmesser des Katheters 1,2 bis 5 mm.

Die erfindungsgemäße Röntgenröhre und der erfindungsgemäße Katheter eignen sich nicht nur zur Behandlung von Gefäßwänden, insbesondere mit dem Ziel der Verhinderung der Restenose, sondern auch für weitere therapeutische Anwendungen, z. B. die Radiosynoviorthese, die Gelenksbeschwerden durch Arthritis lindern oder beheben soll. Andere mögliche therapeutische Anwendungen sind solche Verfahren, wo zur Zeit Stents verwendet werden, um den Verschluss von Durchgängen zu verhindern, z. B. in der Krebstherapie.

#### Patentansprüche

1. Röntgenröhre mit einer Anode und einer thermischen Kathode, die derart elektrisch in Serie geschaltet sind, daß die Kathode im Betrieb der Röntgenröhre infolge der Röhrenspannung von einem Heizstrom durchflossen ist.
2. Röntgenröhre nach Anspruch 1, welche ein die Anode und die Kathode aufnehmendes Vakuumgehäuse aus einem elektrisch leitenden Material aufweist, wobei die Anode und die Kathode dadurch elektrisch in Serie geschaltet sind, daß die Anode und ein Anschluß der Kathode mit dem Vakuumgehäuse elektrisch leitend verbunden sind.
3. Röntgenröhre nach Anspruch 1 oder 2, welche als Kathode eine direkt beheizte Kathode aufweist.
4. Röntgenröhre nach Anspruch 3, deren direkt beheizte Kathode Material mit einer niedrigeren Elektronenaustrittsarbeit als Wolfram enthält.
5. Röntgenröhre nach Anspruch 1 oder 2, welche mit einer indirekt beheizten Kathode versehen ist, welche ein von dem Heizstrom durchflossenes Heizelement und ein im Betrieb der Röntgenröhre mittels des Heizelementes auf Emissionstemperatur erwärmtes Emissionselement aufweist.
6. Röntgenröhre nach Anspruch 5, deren Emissionselement unmittelbar elektrisch leitend mit dem negativen Pol der Röhrenspannung verbunden ist.
7. Röntgenröhre nach Anspruch 5 oder 6, deren Emissionselement Material mit einer niedrigeren Elektronenaustrittsarbeit als Wolfram enthält.
8. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 6, welche ein rohrförmiges, zumindest teilweise aus einem röntgentransparenten Material gebildetes, im Bereich des röntgentransparenten Materials an seiner Innenseite mit einer Schicht die Kathode als Durchstrahlanode umgebenden röntgenemissiven Materials verse-

henes Vakuumgehäuse aufweist, auf dessen Mittelachse die Kathode angeordnet ist.

9. Röntgenröhre nach Anspruch 8, deren Röntgenröhre eine langgestreckte Kathode aufweist.

10. Röntgenröhre nach Anspruch 5 bis 7 und nach Anspruch 9, deren Heizelement und Emissionselement in Richtung der Mittelachse des Vakuumgehäuses aufeinanderfolgend angeordnet sind und in wärmeleitender Verbindung miteinander stehen.

11. Katheter zur Einführung in das menschliche Gefäßsystem, welcher zur Behandlung von Gefäßwänden mit Röntgenstrahlung an seinem distalen Ende eine Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 10 enthält.

12. Katheter nach Anspruch 11, welcher flexibel ist.

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---

20

25

30

35

40

45

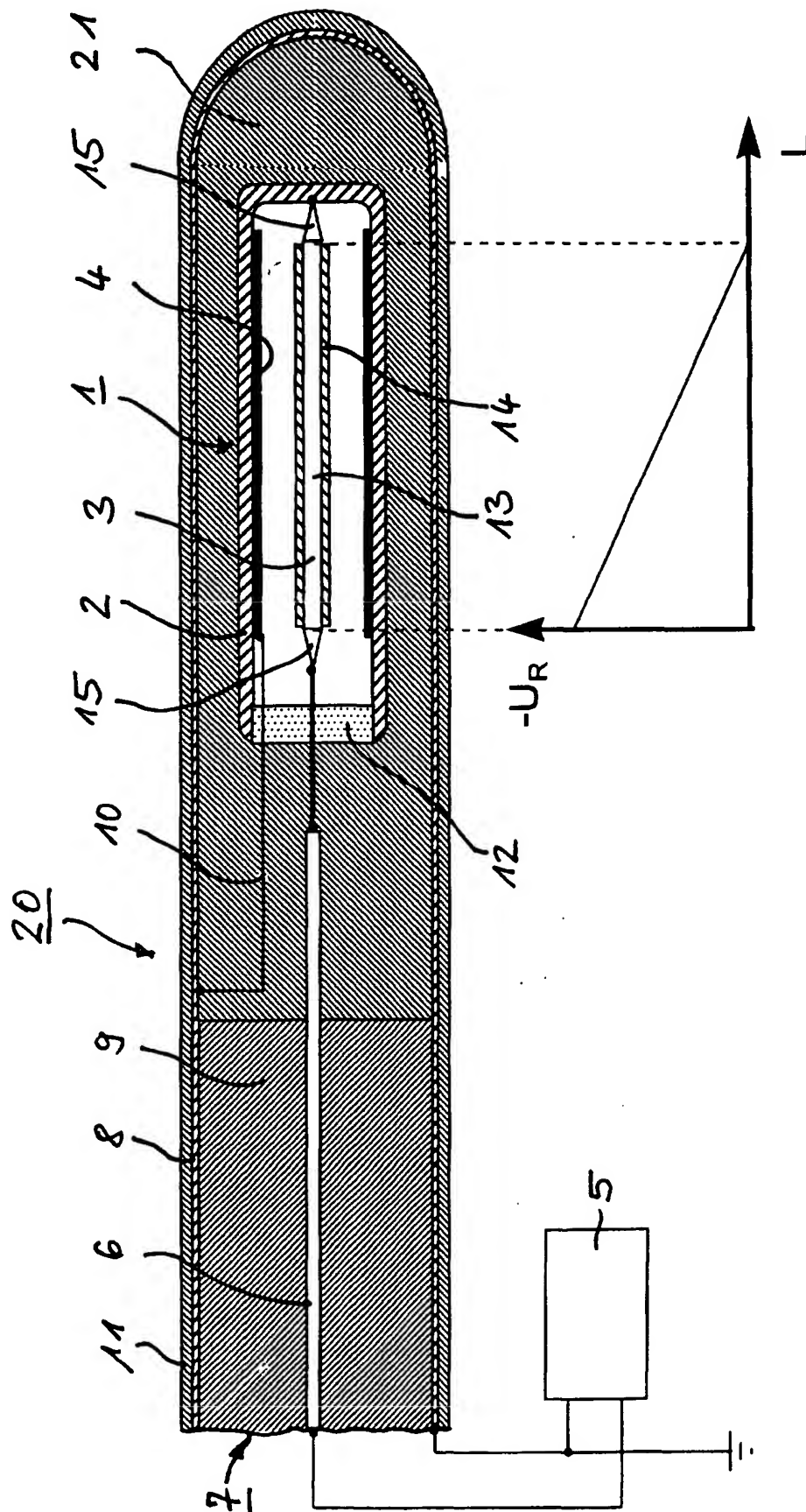
50

55

60

65

- Leerseite -



**FIG 1**

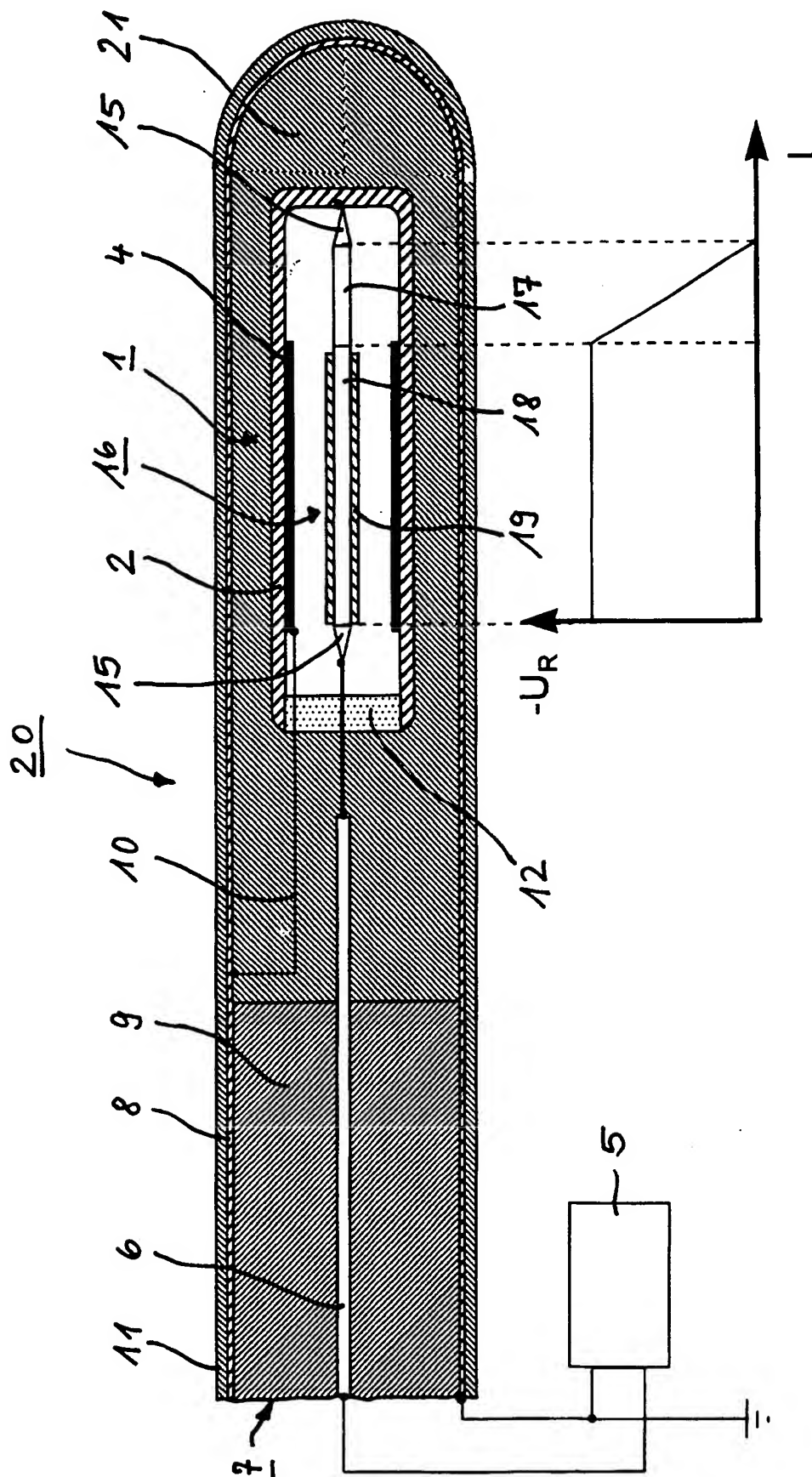


FIG 2



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**